

УДК 531/534: [57+61]

ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ АППАРАТА ИЛИЗАРОВА

А.В. Бушманов, Л.А. Соловцова

Кафедра информационных и управляющих устройств, Амурский государственный университет, Россия, 675028, Благовещенск, Игнатьевское шоссе, 21, e-mail: bush.29@mail.ru, solov.05@mail.ru

Аннотация. Рассматривается компьютерное моделирование аппарата Илизарова, которое позволяет определить его жесткость при различных видах воздействия. Анализ модели конструкции выполняется с применением метода конечных элементов. Компьютерное моделирование при исследовании жесткости фиксирующих аппаратов дает возможность определить жесткость аппарата Илизарова без проведения стендовых испытаний, что упрощает и ускоряет процесс принятия решения о его применении.

Ключевые слова: конечно-элементная модель, чрескостный аппарат, жесткость остеосинтеза, деформированное состояние.

ВВЕДЕНИЕ

Основной вопрос, решаемый врачом-травматологом при планировании операции у пациентов с переломами костей, – определение жесткости чрескостного остеосинтеза. Неверный выбор конструкции аппарата внешней фиксации увеличивает риск возникновения осложнений, может сказаться на результатах лечения. Чрескостный аппарат должен обеспечивать необходимую для функционального лечения жесткость остеосинтеза и в то же время не приводить к увеличению жесткости фиксации костных фрагментов, поскольку это увеличивает громоздкость конструкции. Существуют методы экспериментального определения показателей жесткости фиксации костных фрагментов при чрескостном остеосинтезе.

К настоящему времени накоплено значительное количество данных, полученных в ходе стендовых испытаний, относительно жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой той или иной конструкцией аппаратов внешней фиксации. Для проведения стендовых испытаний предложена методика, предусматривающая использование специального материально-технического обеспечения, в состав которого входит стенд для проведения исследований на основе комплектующих аппарата Илизарова, индикатор измерения линейных перемещений, тарированные грузы, имитаторы кости и т. д. [4].

Однако определить характеристики жесткости при различных видах воздействия позволяет и компьютерное моделирование фиксирующих устройств. Анализ конструкции выполняется методом конечных элементов, который позволяет с высокой степенью достоверности оценить прочность конструкции при различных видах воздействия.

В настоящей работе представлена компьютерная модель определения жесткости аппарата внешней фиксации. Рассчитаны величины предельной нагрузки для

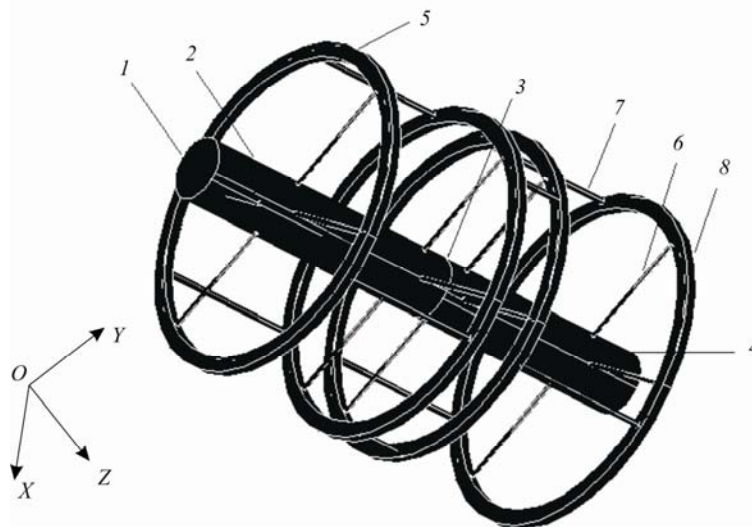


Рис. 1. Чрескостный аппарат полной комплектации: 1 – имитатор кости; 2 – проксимальная часть имитатора кости; 3 – диастаз; 4 – дистальная часть имитатора кости; 5 – проксимальная опора; 6 – чрескостный элемент; 7 – штанга; 8 – опора

различных видов нагружения. Выполнено сравнение полученных результатов с результатами стендовых испытаний, проведенных для аппаратов Илизарова.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Рассмотрим комплектацию чрескостного аппарата Илизарова, назначение которого – фиксация двух костных фрагментов. В соответствии с установленными биомеханическими требованиями каждый костный фрагмент фиксируется двумя внешними опорами, с закрепленными в них чрескостными элементами (спицами) и соединенными тремя штангами [7]. Вид аппарата внешней фиксации полной комплектации представлен на рис. 1. Внешняя опора представляет собой кольцевую опору из комплекта аппарата Илизарова внутренним диаметром 160 мм. Диаметр спиц 2 мм, угол перекреста спиц 60° . Кольцевые опоры для крепления фрагмента кости расположены на расстоянии 150 мм и соединены штангами диаметром 6 мм. Все элементы аппарата Илизарова жестко закреплены между собой.

Длина имитатора кости 500 мм. Диастаз делит имитатор кости на проксимальную, длина которой 225 мм, и дистальную части. Спицы проксимальной опоры проведены на расстоянии 50 мм от торца имитатора кости – принятая локализация уровня 1. Расстояние между уровнями принято равным 50 мм.

Определим величину усилия, при котором происходит смещение отломков кости относительно друг друга на 1 мм, или на 1° . Нагрузка в этом случае называется предельной.

Анализ конструкции выполняется методом конечных элементов (МКЭ), описание которого подробно представлено в литературе [2, 5]. Исследуемую конструкцию разбиваем на конечные элементы. Для расчета деформации спиц также используем МКЭ. Спицы при соотношении длины к диаметру около 100 (в исследуемой конструкции эта величина равна 80) рассматриваются как тонкие стержни, которые можно моделировать конечными элементами [3]. Возможность использования конечно-элементной модели для расчета поперечной деформации спицы

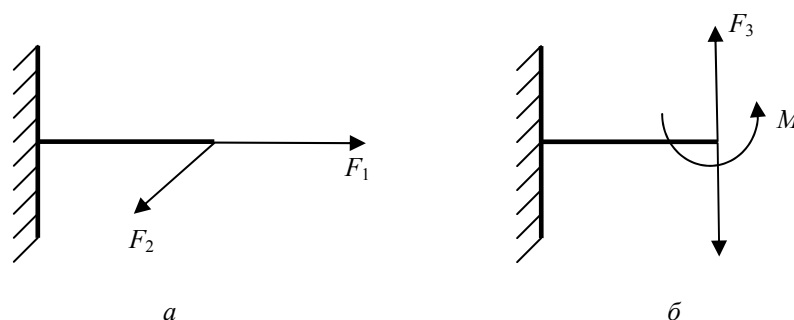


Рис. 2. Общая схема действующих нагрузок: *a* – осевая (F_1) и поперечная нагрузки (F_2);
б – силы (F_3) и момент (M) в поперечной плоскости

подтверждает численный эксперимент [1], результаты которого сравнивались с экспериментальными результатами, полученными Л.Н. Соломиным [7].

Для проведения расчетов необходимо задать граничные условия и нагрузки. Жестко фиксируем торцевой конец проксимальной части имитатора кости и основную поверхность проксимальной опоры.

При задании нагрузки используем следующие виды нагружения (рис. 2):

1. Осевая (F_1) прилагается в направлении продольной оси кости. Жесткость остеосинтеза при определении характеристик жесткости в продольном направлении называют продольной жесткостью остеосинтеза.
2. Поперечная (F_2) прилагается в сагиттальной или фронтальной плоскости. Жесткость исследуемых конструкций в направлении этих сил называют поперечной жесткостью остеосинтеза.
3. Ротационная (F_3). Пара сил с моментом в поперечной плоскости прилагается при исследовании ротационной жесткости остеосинтеза.

Осевую, или продольную, нагрузку в зависимости от направления приложения силы будем называть дистракцией или компрессией. Нагрузку прикладываем к свободному дистальному концу имитатора кости, начиная с 5 Н, с постепенным увеличением: 5 Н – 10 Н – 15 Н и т.д. Расчеты прекращаются, как только перемещения узлов имитатора кости достигнут 1,2–1,5 мм [1].

Поперечную нагрузку прикладываем сначала в направлении оси OX затем OY , с постепенным ее увеличением: 1 Н, 2 Н, 3 Н, 4 Н и т.д. Фиксируются значения перемещения узлов имитатора кости, которые позволяют найти угол поворота имитатора кости. Расчеты прекращаются при величине угла 1,2 – 1,5°.

При исследовании ротационной жесткости в одной из точек торцевого конца дистальной части имитатора кости прикладываем крутящий момент, направленный против часовой стрелки. Величина момента изменяется от 5 Н·мм с шагом 1 Н·мм до тех пор, пока имитатор кости не повернется вокруг своей оси (оси OZ) на 1°.

Поставленную задачу решаем с использованием пакета конечно-элементного анализа *MSC/NASTRAN* [6].

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

Исследуемую конструкцию (см. рис. 1) строим с использованием средств твердотельного моделирования и с учетом геометрических размеров, указанных в постановке задачи. Для моделирования конечными элементами трехмерных конструкций используются следующие конечные элементы: четырехузловой тетраэдр (четыреугольник), шестиузловой клин (пятигранник), восьмиузловой гексаэдр. Для нашей конструкции используем тетраэдр, который определяется четырьмя узлами,

имеющими три степени свободы в каждом узле: перемещения в направлении X , Y , Z узловой системы координат. Элемент обладает свойством пластичности, упругости, ползучести.

На этапе создания сетки конечных элементов задаем свойства материалов. В нашем случае фиксирующее устройство выполнено из стали. Для исследования жесткости чрескостного остеосинтеза не имеет значения, из какого материала изготовлен имитатор кости [1], поэтому для упрощения построения геометрической модели и расчетов будем считать, что он выполнен также из стали. Сталь является изотропным материалом, для которого модуль Юнга, или модуль упругости, $E = 2 \cdot 10^{11}$ Па, коэффициент Пуассона принимает значение 0,3.

После разбиения исследуемой конструкции на конечные элементы имеем сетку, состоящую из 67735 узлов и 35280 элементов.

Для проведения анализа конечно-элементной модели задаем уже описанные нагрузки и закрепления.

Исследуем реакцию модели на первый вид нагрузки – осевую, или продольную. Результатом анализа конструкции являются перемещения узлов, реакции в связях, напряжения, деформации, внутренние усилия в элементах модели. Для наших исследований важным показателем являются перемещения узлов. Расчеты прекращаем, как только перемещения узлов имитатора кости достигнут 1,2–1,5 мм [4]. Для нашей модели этот результат наступает при нагрузке, равной 55 Н. Деформированное состояние модели при продольной нагрузке (дистракции) представлено на рис. 3.

Исследуем поперечную жесткость полной компоновки чрескостного аппарата. Нагрузку прикладываем сначала в направлении оси OX , затем OY . Фиксируем значения перемещения узлов имитатора кости, которые позволяют найти угол поворота имитатора кости. Расчеты прекращаем при величине угла 1,2 – 1,5°. Такой результат достигается при величине нагрузки по оси OX , равной 11 Н, а по оси OY – 15 Н. Деформированное состояние модели при поперечной нагрузке представлено на рис. 4.

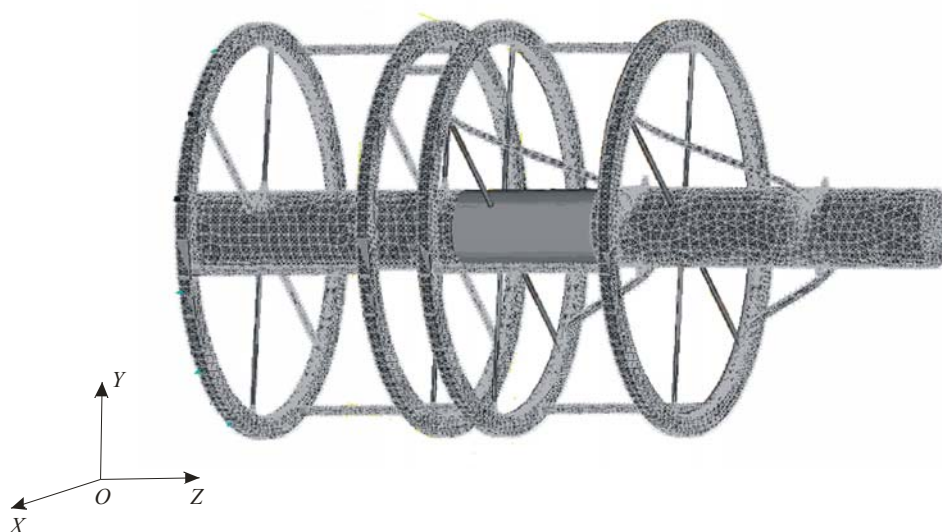


Рис. 3. Деформированное состояние при продольной нагрузке (дистракции), равной 55 Н и приложенной к торцевому концу дистальной части имитатора кости

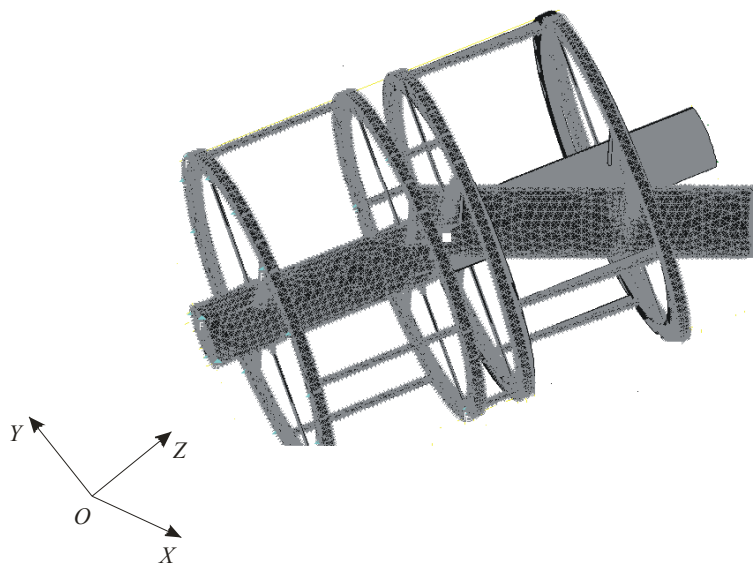


Рис. 4. Деформированное состояние при поперечной нагрузке, равной 11 Н и приложенной в направлении оси OX к торцевому концу дистальной части имитатора кости

Исследования ротационной жесткости показали, что поворот узлов имитатора кости на 1° наступает при моменте силы, равном 15 Н·мм.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенного анализа определены усилия, которые соответствуют предельным нагрузкам для аппарата Илизарова и совпадают с данными стендовых испытаний [4].

Исследование жесткости чрескостного остеосинтеза с использованием компьютерной модели даёт возможность протестировать любой чрескостный аппарат без проведения стендовых испытаний, что упростит и ускорит процесс принятия решения о применении того или иного фиксирующего устройства.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бушманов, А.В. Математическое и компьютерное моделирование фиксирующих устройств в травматологии / А.В. Бушманов; Амурский гос. ун-т. – Благовещенск, 2007.
2. Дарков, А.В. Строительная механика / А.В. Дарков, Н.Н. Шапошников. – М.: Высшая школа, 1986.
3. Калнбернз, В.К. Напряженно-деформированное состояние спицы аппарата внешней фиксации жесткими кольцами / В.К. Калнбернз, И.С. Адамович, М.И. Перпер, И.А. Янсон // Биомеханика: проблемы и исследования. – 1988. – С. 198–203.
4. Корнилов, Н.В. Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций: метод. рекомендации / Н.В. Корнилов, Л.Н. Соломин, С.А. Евсеева, В.А. Назаров. – СПб., 2002.
5. Лащеников, Б.Я. Методы расчета на ЭВМ конструкций и сооружений / Б.Я. Лащеников, Я.Б. Дмитриев, М.Н. Смирнов. – М.: Стройиздат, 1993.
6. Рычков, С.П. Моделирование конструкций в среде *MSC/NASTRAN* для *Windows* / С.П. Рычков. – М.: НТ Пресс, 2004.
7. Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин – СПб: МорсарАВ, 2005.

INVESTIGATION OF THE ILIZAROV'S EXTERNAL FIXATOR RIGIDITY

A.V. Boushmanov, L.A. Solovtsova (Blagoveshchensk, Russia)

The paper deals with the computer modelling of the Ilizarov's external fixator to determine a rigidity of the device at various types of loading. To analyze a model design, the finite element method is used. Investigation of the Ilizarov's external fixators by computer modelling gives us the opportunity to investigate the rigidity without carrying out experiments that simplifies and accelerates the making a decision of their utilization.

Key words: finite element model, transosseous device, osteosynthesis rigidity, stress-strain state.

Получено 10 июня 2008